

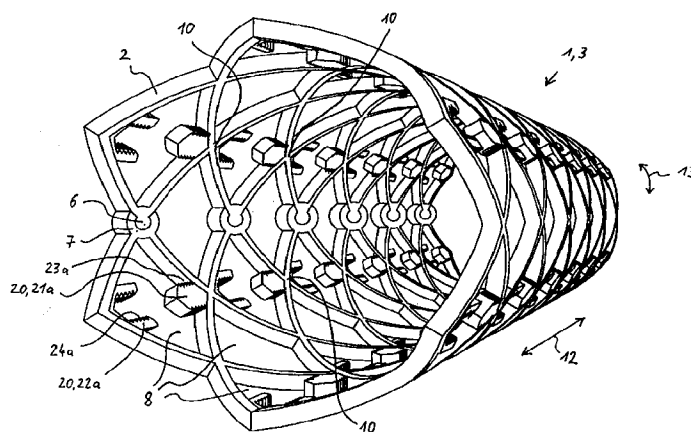
PCT
 WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
 Internationales Büro
 INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
 INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)



(51) Internationale Patentklassifikation ⁶ : A61F 2/06	A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 99/01087 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 14. Januar 1999 (14.01.99)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP98/04081 (22) Internationales Anmeldedatum: 2. Juli 1998 (02.07.98) (30) Prioritätsdaten: 197 28 337.3 3. Juli 1997 (03.07.97) DE (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): INSTITUT FÜR MIKROTECHNIK MAINZ GMBH [DE/DE]; Carl-Zeiss-Strasse 18-20, D-55129 Mainz (DE). (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): EHRFELD, Wolfgang [DE/DE]; Kehlweg 22, D-55124 Mainz (DE). SCHMIDT, Martin [DE/DE]; Oberhaarder Weg 16, D-14193 Berlin (DE). SCHULZ, Christoph [DE/DE]; Gürtler-Strasse 29, D-55128 Mainz (DE). FEIERTAG, Gregor [DE/DE]; Ruffini-Strasse 22, D-80637 München (DE). (74) Anwälte: FUCHS, Jürgen, H. usw.; Abraham-Lincoln-Strasse 7, D-65189 Wiesbaden (DE).	(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Veröffentlicht <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i> <i>Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist; Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.</i>	

(54) Title: VASCULAR SUPPORT

(54) Bezeichnung: IMPLANTIERBARE GEFÄSSSTÜTZE



(57) Abstract

The invention pertains to a vascular support (1) adjustable in different diameters and capable of being stabilized when stretched. Said vascular support (1) presents a reticulate (3) meshed (8) tubular structure which gets tighter in the axial direction (12) when stretched towards the periphery (13). At least one series (17a-g, 18a-k) of meshes arranged in the peripheral direction (13) presents self-locking stop elements which interact when the mesh (8) shape changes. The stop elements (20) can consist of at least one plug-in element (21a, b) and one locating element (22a, b).

(57) Zusammenfassung

Es wird eine Gefäßstütze (1) beschrieben, die auf unterschiedliche Durchmesser einstellbar ist, wobei die Gefäßstütze (1) im aufgeweiteten Zustand stabilisiert ist. Die Gefäßstütze (1) weist eine rohrförmige Struktur mit einer netzartigen Struktur (3) mit Maschen (8) auf, die bei Dehnung in Umfangsrichtung (13) gleichzeitig in axialer Richtung (12) stauchbar sind. Mindestens eine in axiale Richtung (12) und/oder mindestens in Umfangsrichtung (13) angeordnete Reihe (17a-g, 18a-k) von Maschen (8) weisen Selbsthemmende Rastelemente auf, die bei Formveränderungen der Maschen (8) zusammenwirken. Die Rastelemente (20) können ein Steckelement (21a, b) und ein Aufnahmeelement (22a, b) umfassen.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidtschan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	ML	Mali	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	MN	Mongolei	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MR	Mauretanien	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MX	Mexiko	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CG	Kongo	KE	Kenia	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	PL	Polen		
CM	Kamerun	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CU	Kuba	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
CZ	Tschechische Republik	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Deutschland	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
DK	Dänemark	LR	Liberia	SG	Singapur		
EE	Estland						

Implantierbare Gefäßstütze

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine implantierbare Gefäßstütze mit einer rohrförmigen Struktur, die in Umfangsrichtung dehnbar ist.

Implantierbare Gefäßstützen, sogenannte Stents, werden bei medizinischen Anwendungen dafür eingesetzt, den Blut- oder Flüssigkeitstransport in Gefäßen aufrechtzuerhalten. Dies gilt insbesondere bei der Behandlung von Stenosen durch Ballondilatation, bei denen durch den Einsatz von Stents die Restenose-Raten beträchtlich reduziert werden können. Stents werden in diesem Fall üblicherweise über einen Ballon appliziert, d.h. bei der Applikation in einem komprimierten Zustand in das Gefäß vorgebracht und dann mit Hilfe des Ballons ausgedehnt. Bei Entfernung des Ballons soll die Gefäßstütze möglichst den ausgedehnten Zustand beibehalten.

Bei bestimmten Anwendungen im Bereich der Kinderchirurgie werden darüber hinaus Gefäßstützen benötigt, die über die Aufrechterhaltung eines bestimmten Volumenflusses hinaus auch die einmalige Einstellung bestimmter Durchflußraten erlauben, d.h. Ventilfunktionen mit übernehmen können.

In der WO 95/29728 wird eine aus gestricktem Fasermaterial hergestellte Gefäßstütze beschrieben. Die netzartige Struktur wird mittels eines Katheters gedehnt, wobei die Netzmaschen sowohl in axialer als auch in Umfangsrichtung gedehnt werden. Es sind keine Mittel vorgesehen, die Gefäßstütze im gedehnten Zustand zu stabilisieren.

Diese Gefäßstütze ist länger als die bisher verwendeten Stents, wodurch ein mehrfaches Einbringen kürzerer Stents umgangen werden soll. Um ein gleichförmiges Aufweiten zu vermeiden, wird nicht ein am aufpumpbaren Teil verlängerter Katheter vorgeschlagen, sondern ein mehrfaches Anwenden eines herkömmlichen aufpumpbaren Katheters. Der Stent mit dieser netzartigen Struktur wird aus einem biokompatiblen und korrosionsbeständigen Material wie Tantal gefertigt. Der Durchmesser kann 2 - 15 mm und die Länge 10 - 30 cm betragen. In der WO 95/29728 wird auch eine Gefäßstütze mit einer sich selbst aufweitenden Struktur erwähnt.

In der US 5,411,551 wird ein Stent aus einer zusammengerollten Metallfolie beschrieben. Die Gefäßstütze wird in das Gefäß im zusammengerollten Zustand eingebracht und kann sich aufgrund der Federkraft aufweiten und somit an die Innenwand des Gefäßes anlegen. Eine Anpassung an unregelmäßige Oberflächen ist nicht möglich.

In der WO 94/13268 wird ein röhrenförmiger, aufweitbarer Stent beschrieben, in dessen Struktur Fäden eingewoben sind, die einen Wirkstoff abgeben können. Als Material der Gefäßstütze werden u.a. Edelstahl, Tantal, Gold, Titan, Wolfram und Platin sowie Polymere genannt. Es werden Materialien mit plastischen Eigenschaften beschrieben, die aufgrund der während der Aufweitung erfolgten Verformung im aufgeweiteten Zustand verbleiben. Auch der Einsatz von Material mit elastischen Eigenschaften wird erwähnt, wobei eine Fixierung des Stents im aufgeweiteten Zustand dadurch erreicht wird, daß der Stent sich selbst aufweitet. Als Material für die den Wirkstoff tragenden Fäden werden Polymere genannt, von denen einige, wie z.B. Poly-Lactid, im Körper abbaubar sind. Als Röhrenstrukturen werden perforierte Zylinder- und Drahtstrukturen beschrieben.

Zur Fixierung von Gefäßstützen wird in der EP 497 620 vorgeschlagen, an der Oberfläche der Gefäßstütze eine Vielzahl mikromechanischer Widerhaken

vorzusehen, die beim Aufweiten der Gefäßstütze in das Gewebe eindringen und somit die Gefäßstütze an dieser Stelle fixieren. Ein nachträgliches Entfernen der Gefäßstütze ist unweigerlich mit Verletzungen des Gefäßes verbunden.

In der DE 42 22 380 A1 wird ein aufweitbarer, länglicher Hohlkörper beschrieben, der mit einem einen Wirkstoff enthaltenden Überzug versehen ist. Der Überzug ist dehnbar und abbaubar.

Metallische Stents haben den grundsätzlich den Nachteil, daß Fremdkörper implantiert werden müssen, deren Explantation, wie z.B. bei späteren Komplikationen, einen chirurgischen Eingriff erfordert, der in den meisten Fällen mit extremen Risiken verbunden, oft aber auch unmöglich ist. Eine zeitlich begrenzte Gefäßstützenapplikation ist nicht möglich. Metallische Stents haben weiterhin den Nachteil, daß eine therapieunterstützende, lokale Medikamentenapplikation nicht möglich ist.

Es wurden daher auch Gefäßstützen entwickelt, die aus biologisch abbaubarem Material bestehen.

Aus der US 5,443,458 ist eine Gefäßstütze in Form einer Röhre bekannt, die in zusammengerolltem Zustand in das Gefäß eingebracht wird. Im aufgeweiteten Zustand greifen an der Außenseite über die Längskante verteilt angeordnete Haken in entsprechende Ausnehmungen des überlappenden Rohrabschnitts, wodurch der aufgeweitete Zustand der Gefäßstütze fixiert wird. Nachteilig ist, daß nur ein vorgegebener Durchmesser einstellbar ist.

Diese Gefäßstütze besteht aus mehreren Lagen aus biologisch abbaubarem Material. Die erste Lage verleiht dem Stent Festigkeit, während die zweite Lage einen Wirkstoff freisetzt. Als Material der die Struktur unterstützenden Lage werden Poly-Lactid und Poly-Glycolsäure sowie Polyorthoester und Polyanhydride genannt. Die Herstellung erfolgt mittels Extrusion und Strecken.

Als Material der zweiten Lage werden Poly-DL-Lactid und Poly-Caprolactam erwähnt. Die miteinander verbundenen Lagen werden durch Stanzen oder Laser-Schneiden auf die entsprechende Größe geschnitten.

In der WO 93/06792 wird ein biologisch abbaubarer Stent beschrieben, der Wirkstoff enthaltende Materialien mit unterschiedlicher Abbaurate enthält, um eine kontrollierte Freisetzung der Wirkstoffe zu ermöglichen. Die Gefäßstütze besteht aus einem mit einem längsverlaufenden Schlitz versehenen Zylinder, der auf seiner Oberfläche Ausnehmungen und querverlaufende Fasern aufweist, die so gespannt sind, daß sie den Zylinder aufweiten. Als Material wird ebenfalls u.a. Poly-Lactid vorgeschlagen. Die Fasern werden mit bekannten Techniken, wie Schmelzen und Spinnen, hergestellt.

Die bisher bekannten Lösungen zur Nutzung biologisch abbaubarer Materialien bei der Fertigung von Gefäßstützen haben generell den Nachteil, daß durch die elastischen Eigenschaften dieser Materialien eine bleibende, plastische Verformung vom komprimierten Zustand in den aufgedehnten Zustand ausgeschlossen ist. Eine ortsstabile, schonende, an das umgebende Gewebe angepasste Applikation, ist bei diesen Stents nicht möglich. Auch der Ansatz, plastische Verformungen durch spiralförmig aufgerollte Gefäßstrukturen mit unstrukturierten Wänden zu ersetzen, bei denen der aufgedehnte Zustand durch geeignete Strukturen stabilisiert wird, wie dies in der US 5, 443, 458 beschrieben wird, ist ebensowenig praktikabel, da dieser Stent nur in einem vorgegebenen Durchmesser fixiert werden kann und sich dadurch nicht an die unregelmäßig geformte Oberfläche des umgebenden Gewebes anpassen kann und somit ebenfalls nicht schonend und gleichzeitig ortsstabil implantiert werden kann. Allen bekannten Gefäßstützen aus biologisch abbaubaren Materialien ist gemeinsam, daß die Auflösung unspezifisch erfolgt und somit nicht sichergestellt werden kann, zu welchem Zeitpunkt mit welcher Auflösungsgröße sich Teile der Stents lösen, in die Blutbahn geraten und so zu nicht kontrollierbaren thromboembolischen Komplikationen führen.

Alle bisher vorgeschlagenen Lösungen für die Konstruktion von Stents sehen keine Möglichkeit zur Regulierung des Durchflusses vor.

Aufgabe der Erfindung ist daher eine Gefäßstütze, die auf unterschiedliche Durchmesser einstellbar ist, wobei die Gefäßstütze im aufgeweiteten Zustand stabilisiert sein soll.

Diese Aufgabe wird mit einer Gefäßstütze gemäß den Merkmalen des Patentanspruchs 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen sind Gegenstand der Unteransprüche.

Die rohrförmige Struktur der implantierbaren Gefäßstütze wird durch eine netzartige Struktur mit Maschen gebildet, die bei Dehnung in Umfangsrichtung gleichzeitig in axialer Richtung stauchbar sind. Mindestens eine in Axial- und/oder mindestens eine in Umfangsrichtung angeordnete Reihe von Maschen weist selbsthemmende Rastelemente auf, die bei Formveränderungen der Maschen zusammenwirken.

Die Gefäßstütze wird im komprimierten Zustand hergestellt und in das Gefäß eingeführt. Beim Aufdehnen durch einen Ballonkatheter wird der Stent in radialer Richtung ausgedehnt und gleichzeitig in longitudinaler Richtung komprimiert. Dadurch unterliegen die Maschen einer Formveränderung, die darin besteht, daß jede einzelne Masche in axialer Richtung gestaucht und in Umfangsrichtung gedehnt wird. Aufgrund dieser Formveränderung werden die in den Maschen angeordneten selbsthemmenden Rastelemente in ihrer Lage verändert und können in der Weise zusammenwirken, daß im aufgedehnten Zustand die Form der Gefäßstütze stabilisiert und fixiert wird.

Die Loslösung der Fixierung der Stentstruktur von dem verwendeten Material und die Verlagerung auf spezielle Rastelemente, ermöglicht den Einsatz unterschiedlicher Materialien für die Herstellung der Netzstruktur.

Es kommen für die Herstellung der Stents sowohl nicht abbaubare als auch biologisch abbaubare Materialien in Betracht, wobei solche Materialien bevorzugt sind, die im LIGA-Verfahren direktlithographisch oder unter Nutzung von Abformtechniken nutzbar sind. Bei den biologisch nicht abbaubaren Materialien sind biokompatible Kunststoffe bevorzugt.

Netzmaschen haben den Vorteil, daß die rohrförmige Struktur aus wiederkehrenden Elementen aufgebaut werden kann, wobei jede einzelne Masche mit eigenen Rastelementen versehen werden kann. Es besteht dadurch die Möglichkeit, die Rastelemente in jeder einzelnen Masche anzubringen oder aber eine gezielte Verteilung von Rastelementen über die gesamte Netzstruktur vorzunehmen, um auf diese Art und Weise auch die elastischen Eigenschaften der gesamten Gefäßstütze beeinflussen zu können. Maschen ohne Rastelemente sind im aufgeweiteten Zustand je nach Art des verwendeten Materials flexibler und können sich auf diese Art und Weise besser unregelmäßigen Oberflächen der Gefäßwandung anpassen, ohne daß die gesamte Gefäßstütze instabil wird.

Durch Verwendung unterschiedlicher Rastelemente können bei ein und demselben Stent unterschiedliche Durchmesser im aufgeweiteten Zustand eingestellt werden. Es wird dadurch möglich, beispielsweise Stents mit Einschnürungen zu schaffen, um auf diese Art und Weise eine gezielte Durchflußrate innerhalb des Gefäßes einzustellen.

Die Maschen können eine eckige, runde oder ovale Gestalt aufweisen. Bevorzugt ist eine rautenförmige Gestalt der Maschen. Es sind auch Maschen mit wellenförmiger Gestalt möglich.

Um die Einstellung unterschiedlicher Durchmesser mit ein und demselben Stent vornehmen zu können, weisen die Rastelemente vorzugsweise mehrere Raststellungen auf.

Die Rastelemente können auf unterschiedliche Weise ausgebildet sein, wobei man in ihrer Bewegungsrichtung dehnungsblockierende und stauchungsblockierende Rastelemente unterscheidet. Unter den dehnungsblockierenden Rastelementen versteht man solche, die so ausgebildet und in der Masche derart angeordnet sind, daß sie im aufgeweiteten Zustand der Gefäßstütze die Dehnung der Masche in axialer Richtung verhindern, so daß sich die Gefäßstütze nicht wieder zusammenziehen kann.

Die stauchungsblockierenden Rastelemente sind derart ausgebildet und innerhalb der Maschen angeordnet, daß im aufgeweiteten Zustand der Gefäßstütze eine Stauchung der Masche in Umfangsrichtung verhindert wird, so daß sich die Gefäßstütze nicht wieder zusammenziehen kann.

Vorzugsweise umfassen die Rastelemente ein Steckelement und ein Aufnahmeelement.

Wenn es sich um dehnungsblockierende Rastelemente handelt, werden diese vorzugsweise in axialer Richtung gegenüberliegend angeordnet. Bei stauchungsblockierenden Rastelementen erfolgt die Anordnung der Steckelemente und Aufnahmeelemente vorzugsweise gegenüberliegend in Umfangsrichtung.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform weisen das Steckelement und das Aufnahmeelement jeweils Rastzähne auf, die je nachdem, ob es sich um dehnungs- oder stauchungsblockierende Rastelemente handelt, unterschiedlich geformt sein können.

Die Rastzähne an den dehnungsblockierenden Rastelementen sind derart ausgebildet, daß sie beim Auseinanderschieben von Steckelement und Aufnahmeelement blockieren. Entsprechend sind die Rastzähne an den stauchungsblockierenden Rastelementen so geformt, daß sie beim

Zusammenstecken von Steckelement und Aufnahmeelement blockieren. In der Richtung, in der die Rastzähne bei der Bewegung von Steckelement und Aufnahmeelement nicht blockieren, können die Rastzähne übereinandergleiten, so daß beim Dehnen der Gefäßstütze ein beliebiger Durchmesser eingestellt werden kann. Erst in der Endstellung, wenn die Gefäßstütze bestrebt ist, sich wieder zusammenzuziehen, setzt die blockierende Wirkung der Rastzähne durch ein Verhaken oder Abstützen ein.

Um beim Aufweiten der Gefäßstütze vorgegebene gegebenenfalls unterschiedliche Durchmesser der Gefäßstütze einstellen zu können, können alle oder nur ausgewählte dehnungsblockierende Rastelemente mit mindestens einem Anschlagelement versehen sein. Das Anschlagelement ist vorzugsweise zwischen den Rastzähnen und dem befestigten Ende des Steckelementes angeordnet. Beim Ineinanderstecken von Steckelement und Aufnahmeelement wird somit die Endposition durch das Anschlagelement festgelegt.

Um Gefäßstützen zur Durchflußregulierung herstellen zu können, werden vorzugsweise Rastelemente mit Anschlagelementen in einem mittleren Abschnitt der Gefäßstütze angeordnet, so daß in diesem Bereich sich die dehnungsblockierenden Rastelemente nicht so weit ineinanderschieben können, wie die übrigen Rastelemente, wodurch eine Einschnürung der Gefäßstütze erzielt wird.

Vorzugsweise sind die Rastelemente an Knotenpunkten der Netzstruktur angeordnet. Dies hat den Vorteil, daß die Netzstruktur in diesen Punkten am stabilsten ist, so daß ein unbeabsichtigtes Abbrechen der Rastelemente beim Implantieren vermieden werden kann.

Der regelmäßige Aufbau der Gefäßstütze aus einer Vielzahl von Maschen bietet ferner die Möglichkeit, in regelmäßigen Abständen Sollbruchstellen vorzusehen. Diese Sollbruchstellen können in den Wänden der Maschen oder

an den Knotenpunkten der Netzstruktur ausgebildet sein, die vorzugsweise aus biologisch abbaubarem Material hergestellt wird. Dadurch kann auf einfache Weise das Auflösungsverhalten und die Größe der frei werdenden Stentteile während des Abbauprozesses des Materials gesteuert werden.

Netzmaschen haben den weiteren Vorteil, daß innerhalb der Maschen trotz des Vorsehens von Rastelementen noch ausreichend Platz zur Verfügung steht, Medikamentenreservoir anzuordnen. Vorzugsweise ist mindestens an einer Maschenwand mindestens ein Medikamentenreservoir vorgesehen. Das Medikamentenreservoir kann beispielsweise an die Maschenwand angeformt sein und aus demselben Material bestehen wie die Masche, wenn hierfür biologisch abbaubares Material verwendet wird. Vorzugsweise ist die Wanddicke des Medikamentenreservoirs an die Abbaurate des biologisch abbaubaren Wandmaterials angepaßt. Dadurch kann der Zeitpunkt, an dem das Medikament an die Gefäßflüssigkeit abgegeben wird, vorherbestimmt werden. Vorzugsweise wird als biologisch abbaubares Material Poly-Lactid verwendet.

Bei der Herstellung der Gefäßstütze wird vorzugsweise zunächst eine Netzmatte gebildet, die an ihrer Längsseite Verbindungselemente aufweist. Zur Herstellung der Netzmatte wird vorzugsweise das LIGA-Verfahren verwendet. Im ersten Herstellungsschritt werden zu einer Netzmatte verbundene flache Maschen mit integrierten Rastelementen hergestellt. Nach dem Ablösen dieser flachen Strukturen vom Substrat wird die Netzmatte gerollt und die beiden offenen Kanten miteinander verbunden, wobei die Verbindung ebenfalls wieder durch mechanische Strukturen fixiert werden kann. Es ist auch möglich, die beiden Längskanten zu verschweißen oder zu verkleben.

Als weiteres bevorzugtes Verfahren ist die direkte Herstellung des runden Stents zu nennen, wodurch der Verbindungsschritt der Matte zu einem Hohlzylinder entfällt. Diese Herstellung des runden einstückigen Stents kann

beispielsweise durch Laserbearbeitung, Prägen oder Spritzgießen von Kunststoffen erfolgen.

Vorzugsweise wird die Netzstruktur aus mindestens zwei Schichten hergestellt. Vorzugsweise werden drei Schichten übereinander ausgebildet, wobei eine Bodenschicht, eine Mittelschicht und eine Deckschicht unterschieden wird. Dieser Aufbau eignet sich insbesondere dann, wenn Medikamentenreservoirs innerhalb der Maschen angeordnet werden sollen.

Beispielhafte Ausführungsformen werden nachfolgend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 die perspektivische Darstellung einer Gefäßstütze im komprimierten Zustand,

Fig. 2 die in Figur 1 gezeigte Gefäßstütze im aufgeweiteten Zustand,

Fig. 3 einen Ausschnitt aus einer Netzmatte für die Herstellung der in Figur 1 gezeigten Gefäßstütze,

Fig. 4a

u. 4b perspektivische Darstellungen der Masche aus der in Figur 3 gezeigten Netzmatte im komprimierten und im gedehnten Zustand,

Fig. 5 eine perspektivische Darstellung der in Figur 4a gezeigten Masche mit Medikamentenreservoir,

Fig. 6 eine Netzmatte in perspektivischer Darstellung mit Stekelementen gemäß einer weiteren Ausführungsform,

Fig. 7 eine perspektivische Darstellung einer Gefäßstütze aus der in Figur 6 gezeigten Netzmatte und

Fig. 8 die perspektivische Darstellung einer Netzmatte mit Rastelementen gemäß einer weiteren Ausführungsform.

In der Figur 1 ist eine Gefäßstütze 1 in perspektivischer Darstellung im komprimierten Zustand, d.h. im noch nicht in ein Gefäß eingesetzten und somit noch nicht aufgeweiteten Zustand dargestellt. Die Gefäßstütze 1 besitzt eine Netzstruktur 3, die aus einer regelmäßigen Anordnung von Maschen 8 besteht, die in der hier gezeigten Ausführungsform eine rautenförmige Gestalt aufweisen. Die Maschen 8 sind derart angeordnet, daß die jeweiligen Eckpunkte der Rauten, die Knotenpunkte 10 bilden, in axialer Richtung 12 bzw. in Umfangsrichtung 13 der Gefäßstütze 1 gegenüberliegen.

Jede Masche 8 bildet ein Parallelogramm, so daß bei einer Aufweitung der Gefäßstütze 1 sich die Maschen in Umfangsrichtung 13 strecken und in axialer Richtung 12 gleichzeitig zusammenziehen, wie dies in der Figur 2 dargestellt ist. Die durch einen nicht dargestellten Ballonkatheter bewirkte radiale Aufweitung ist in der Figur 2 durch die Pfeile 11 angedeutet. Die Aufweitung der Gefäßstütze 1 geht daher mit einer Längenkontraktion einher.

In der Figur 1 sind in einem Teil der Maschen 8 Rastelemente 20 in Form von Steckelementen 21a und Aufnahmeelementen 22a angeordnet. Hierbei wechseln sich Längsreihen von Maschen 8 mit Rastelementen 20 mit Maschenreihen ab, die keine Rastelemente aufweisen. Die Rastelemente 20 sind in axialer Richtung 12 an gegenüberliegenden Seiten der Masche angeordnet, so daß beim Aufweiten der Gefäßstütze 1 sich das Steckelement 21a und das Aufnahmeelement 22a aufeinander zubewegen und das Steckelement in das Aufnahmeelement 22a eingeführt wird.

Dies bedeutet, daß im aufgeweiteten Zustand, wie dies in der Figur 2 gezeigt ist, die Rastelemente 20 in die Lage versetzt werden, zusammenzuwirken und die aufgeweitete Netzstruktur 3 zu stabilisieren. Das Aufnahmeelement 22a umgreift hierbei das Steckelement 21a, wobei beide Rastelemente 20 mit Rastzähnen 23a und 24a versehen sind, die in Form von Widerhaken ausgebildet sind. Die Anzahl der Rastzähne 23a, 24a definiert die Anzahl der möglichen Raststellungen. Nach dem Zusammenstecken von Aufnahmeelement und Steckelement 21a greifen diese Rastzähne ineinander und verhindern eine Dehnung der Maschen 8 in axialer Richtung, und somit ein Zusammenziehen der gesamten Gefäßstütze 1. Es handelt sich in dieser Ausführungsform somit um dehnungsblockierende Rastelemente 20.

Bei der Herstellung der Gefäßstütze 1 wird von einer Netzmatte 2 ausgegangen, wie sie beispielsweise in den Figuren 3 und 6 dargestellt ist. An den jeweiligen Längsseiten der Netzmatte 2 sind an den Eckpunkten der außenliegenden Maschen 8 Verriegelungselemente 6 und 7 vorgesehen. Es handelt sich hierbei um zylinderförmige Steckelemente 6 und entsprechend ausgebildete bogenförmige Aufnahmeelemente 7, die dann ineinandergreifen, wenn die Netzmatte 2 zu dem in der Figur 1 gezeigten Stent 1 zusammengerollt wird. Anstelle dieser Verriegelungselemente 6, 7 kann die Netzmatte 2 im zusammengerollten Zustand an den Eckpunkten der außenliegenden Maschen auch verschweißt oder verklebt sein.

In der Fig. 3 ist zu sehen, daß die in der späteren axialen Richtung 12 angeordneten Maschenreihen 17a, 17c, 17e, 17g sich mit Maschenreihen 17b, 17d und 17f abwechseln, in denen keine Rastelemente 20 vorgesehen sind.

Auch bei einer Betrachtung in Querrichtung, d.h. in Umfangsrichtung 13 können Reihen 18a,c,e,g,i,k von Maschenreihen 18b,d,f,h,j unterschieden werden, in denen keine Rastelemente 20 vorgesehen sind.

In der Fig. 4a ist eine außenliegende Masche 8 vergrößert dargestellt. An einem der vier Eckpunkte ist das Verriegelungselement 6 angeformt. Da es sich um eine rautenförmige Masche 8 handelt, sind vier Maschenwände 9a,b,c und d vorgesehen. An gegenüberliegenden Eckpunkten sind das Steckelement 21a und das Aufnahmeelement 22a befestigt, bzw. in der gezeigten Ausführungsform angeformt. Das Steckelement 21a besitzt einen im wesentlichen rechteckigen Querschnitt, wobei an gegenüberliegenden Seiten innerhalb der Masche 8 Rastzähne 23a angeformt sind. Die Oberseite und die Unterseite des Steckelementes 21a sind unstrukturiert.

Das Aufnahmeelement 22a ist U-förmig ausgebildet und besitzt einen Steg 25, an dem zwei Schenkel 26a angeordnet sind, die sich dem Steckelement 21a entgegenstrecken. Am freien Ende der Schenkel 26a, 26b sind Federzungen 27a, 27b befestigt, die sich in den Zwischenraum zwischen den beiden Schenkeln 26a und 26b erstrecken. An den gegenüberliegenden Seiten der Federzungen 27a, 27b sind zu den Rastzähnen 23a komplementäre Rastzähne 24a angeordnet.

Wenn wie in der Fig. 4b dargestellt ist, die Masche 8 in Umfangsrichtung 13 gedehnt worden ist und sich die Masche somit in axialer Richtung 12 verkürzt hat, schiebt sich das Steckelement 23a in das Aufnahmeelement 22a, wodurch die beiden Federzungen 27a und 27b nach außen gedrückt werden, so daß die Rastzähne 23a und 24a übereinandergleiten können. Wenn die Endstellung erreicht ist, die durch den Ballonkatheter beim Aufweiten der Gefäßstütze definiert wird, und die Masche aufgrund ihrer elastischen Materialeigenschaften bestrebt ist, sich wieder in axialer Richtung 12 zu dehnen, greifen die Rastzähne 23a, 24a ineinander und blockieren somit die axiale Dehnung.

In der Fig. 5 ist eine weitere Masche 8 dargestellt, die die in den Fign. 4a, 4b gezeigten Rastelemente 20 aufweist. Zusätzlich sind an den Maschenwänden

9a, 9b, 9c und 9d Medikamentenreservoirs 30a-d unterschiedlicher Größe angeordnet. Es handelt sich um zylindrische Medikamentenreservoirs, deren Höhe der Höhe der Maschenwände 9a-9d entspricht. Die Wanddicke dieser Medikamentenreservoirs 30a-d ist auf die Abbaurate des verwendeten Wandmaterials eingestellt, so daß der Zeitpunkt der Medikamentenabgabe vorgegeben werden kann.

Die in der Fig. 5 gezeigte Masche 8 besitzt einen dreischichtigen Aufbau. Um diesen Aufbau zu verdeutlichen, sind die beiden Medikamentenreservoirs 30c und 30d teilweise im Schnitt dargestellt. Auf einer Bodenschicht 40, die auch gleichzeitig die Bodenplatte der Medikamentenreservoirs bildet, ist eine Mittelschicht 41 aufgebracht, die im Bereich der Medikamentenreservoirs entsprechende Ausnehmungen zur Aufnahme der Medikamente aufweist. Hieran schließt sich nach oben eine Deckschicht 42 an, die im Bereich der Medikamentenreservoirs die Ausnehmungen in der Mittelschicht 41 verschließt. Da die Wände 9a-9d, die Medikamentenreservoirs 30a-30d und die Rastelemente 20 alle dieselbe Stärke aufweisen, ist die Herstellung der Maschen durch den gezeigten Schichtaufbau auf einfache Weise möglich.

In der Fig. 6 ist eine Netzmatte 2 dargestellt, bei der die Steckelemente 21a im Abschnitt 35 mit unterschiedlich großen Anschlagelementen 28a,b,c versehen sind. Diese Anschlagelemente 28a,b,c sind zwischen der Befestigungsstelle der Steckelemente 21a und den Rastzähnen 23a angeordnet. Beim Zusammenfügen von Steckelement und Aufnahmeelement wird der Einsteckweg durch die Anschlagelemente begrenzt, indem die Stirnfläche der Schenkel 26a, 26b an den Stirnflächen der Anschlagelemente 28a,b und c anliegen. Die Länge des Einsteckweges wird durch die Dicke bzw. durch die Anordnung der Anschlagelemente 28a-c festgelegt. Die Anschlagelemente 28a sind weiter vom freien Ende des Steckelementes 21a entfernt als die Anschlagelemente 28b oder die Anschlagelemente 28c. Dementsprechend weisen die entsprechenden Steckelemente 21a weniger Rastzähne 23a auf, so daß insgesamt auch weniger

Raststellungen möglich sind. Die abgestufte Anordnung der Anschlagselemente 28a-28c im Bereich 35 führt beim Aufweiten des aus dieser Netzmatte 2 gebildeten Stents zu einer Einschnürung, wie dies in der Fig. 7 dargestellt ist. Eine solche Gefäßstütze 1 eignet sich zur Einstellung des Gefäßdurchflusses.

In der Fig. 8 ist eine Netzmatte 2 mit Rastelementen 20 gemäß einer weiteren Ausführungsform dargestellt. Steckelemente 21b und Aufnahmeelemente 22b sind in Umfangsrichtung gegenüberliegend angeordnet, wobei es sich in der hier gezeigten Ausführungsform um stauchungsblockierende Rastelemente 20 handelt. Im komprimierten Zustand der Gefäßstütze sind die Steckelemente 21b und die Aufnahmeelemente 22b zusammengefügt und werden aufgrund der Aufweitung der Gefäßstütze in Umfangsrichtung 13 auseinandergeschoben. Hierbei gleiten die Rastzähne 23b und 24b übereinander bis der vorgegebene Endzustand der Gefäßstütze erreicht ist. Aufgrund der Materialeigenschaften der Maschen 8 sind diese bestrebt, sich in Umfangsrichtung 13 danach wieder zusammenzuziehen, woraufhin die Rastzähne 23b und 24b ineinandergreifen und sich gegenseitig abstützen, um auf diese Art und Weise eine weitere Kontraktion in Umfangsrichtung 13 zu verhindern.

Bezugszeichen

1	Gefäßstütze (Stent)
2	Netzmatte
3	Netzstruktur
4	Längsseite
5	Schmalseite
6	Verbindungselement
7	Verbindungselement
8	Masche
9a,b,c,d	Maschenwand
10	Knotenpunkt
11	radiale Richtung
12	axiale Richtung
13	Umfangsrichtung
14	Sollbruchstelle
17a,b	Längsreihe
18a,b	Querreihe
20	Rastelement
21a,b	Steckelement
22a,b	Aufnahmeelement
23a,b	Rastzahn
24a,b	Rastzahn
25	Steg
26a,b	Schenkel
27a,b	Federzunge
28a,b,c	Anschlagelement
30a,b,c,d	Medikamentenreservoir
35	Einschnürung
40	Bodenschicht
41	Mittelschicht
42	Deckschicht

Patentansprüche

1. Implantierbare Gefäßstütze (Stent) mit einer rohrförmigen Struktur, die in Umfangsrichtung dehnbar ist, **dadurch gekennzeichnet**,

daß die rohrförmige Struktur eine netzartige Struktur (3) mit Maschen (8) ist, die bei Dehnung in Umfangsrichtung (13) gleichzeitig in axialer Richtung (12) stauchbar sind, und

daß mindestens eine in Axialrichtung (12) und/oder mindestens in Umfangsrichtung (13) angeordnete Reihe (17a-g, 18a-k) von Maschen (8) selbsthemmende Rastelemente (20) aufweisen, die bei Formveränderung der Maschen (8) zusammenwirken.
2. Gefäßstütze nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Maschen (8) eine N-eckige, runde oder ovale Gestalt aufweisen.
3. Gefäßstütze nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Maschen (8) eine rautenförmige Gestalt aufweisen.
4. Gefäßstütze nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Maschen (8) eine wellenförmige Gestalt aufweisen.
5. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rastelemente (20) mehrere Raststellungen besitzen.
6. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rastelemente (20) in ihrer Bewegungsrichtung dehnungsblockierend oder stauchungsblockierend ausgebildet sind.

7. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rastelemente (20) ein Steckelement (21a,b) und ein Aufnahmeelement (22a,b) umfassen.
8. Gefäßstütze nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Steckelement (21a,b) und das Aufnahmeelement (22a,b) in axialer Richtung (12) oder in Umfangsrichtung (13) gegenüberliegend angeordnet sind.
9. Gefäßstütze nach Anspruch 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Steckelement (21a,b) und das Aufnahmeelement (22a,b) jeweils Rastzähne (23a,b, 24a,b) aufweisen.
10. Gefäßstütze nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rastzähne (23a) an den dehnungsblockierenden Rastelementen (20) derart ausgebildet sind, daß sie beim Auseinanderschieben von Steckelement (21a) und Aufnahmeelement (22a) blockieren.
11. Gefäßstütze nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rastzähne (23b, 24b) an den stauchungsblockierenden Rastelementen (20) derart ausgebildet sind, daß sie beim Zusammenstecken von Steckelement (21b) und Aufnahmeelement (22b) blockieren.
12. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 6 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, daß die dehnungsblockierenden Rastelemente (20) mindestens ein Anschlagenelement (28a,b,c) aufweisen.
13. Gefäßstütze nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Anschlagenelement (28a-c) zwischen den Rastzähnen (23a) und dem befestigten Ende des Steckelementes (21a) angeordnet ist.

14. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 12 oder 13, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rastelemente (20) mit Anschlagelernen (28a-c) in einem mittleren Abschnitt (35) der Gefäßstütze (1) angeordnet sind.
15. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 14, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rastelemente (20) an Knotenpunkten (10) der Netzstruktur (3) angeordnet sind.
16. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 15, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Netzstruktur (3) an den Wänden (9a-d) der Maschen (8) Sollbruchstellen (14) aufweist.
17. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 16, **dadurch gekennzeichnet**, daß sich Sollbruchstellen (14) an den Knotenpunkten (10) der Netzstruktur (3) befinden.
18. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 17, **dadurch gekennzeichnet**, daß mindestens an einer Maschenwand (9a-d) mindestens ein Medikamentenreservoir (30a-d) angeordnet ist.
19. Gefäßstütze nach Anspruch 18, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Medikamentenreservoir (30a-d) an der Maschenwand (9a,b,c,d) angeformt ist.
20. Gefäßstütze nach Anspruch 18 oder 19, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Wanddicke des Medikamentenreservoirs (30a-d) an die Abbaurrate des biologisch abbaubaren Wandmaterials angepaßt ist.
21. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 20, **dadurch gekennzeichnet**, daß das biologisch abbaubare Material Polylactid ist.

22. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 21, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Netzstruktur (3) aus mindestens zwei Schichten besteht.
23. Gefäßstütze nach Anspruch 22, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Netzstruktur (3) aus einer Bodenschicht (40), einer Mittelschicht (41) und einer Deckschicht (42) besteht.
24. Gefäßstütze nach einem der Ansprüche 1 bis 23, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Gefäßstütze (1) aus einer Netzmatte (2) gebildet ist, die an ihrer Längsseite (4) Verbindungselemente (6,7) aufweist.

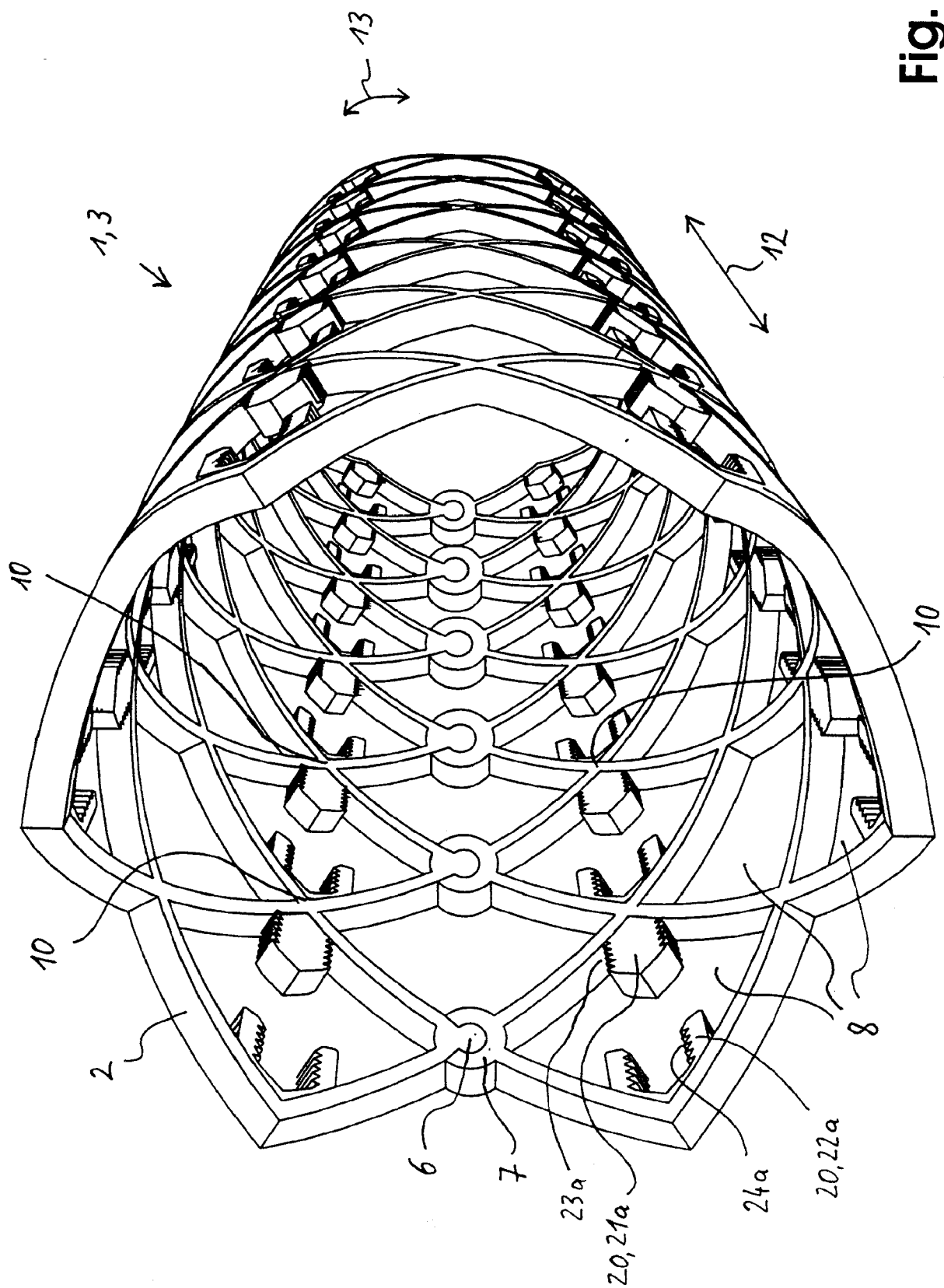


Fig. 1

Fig. 2

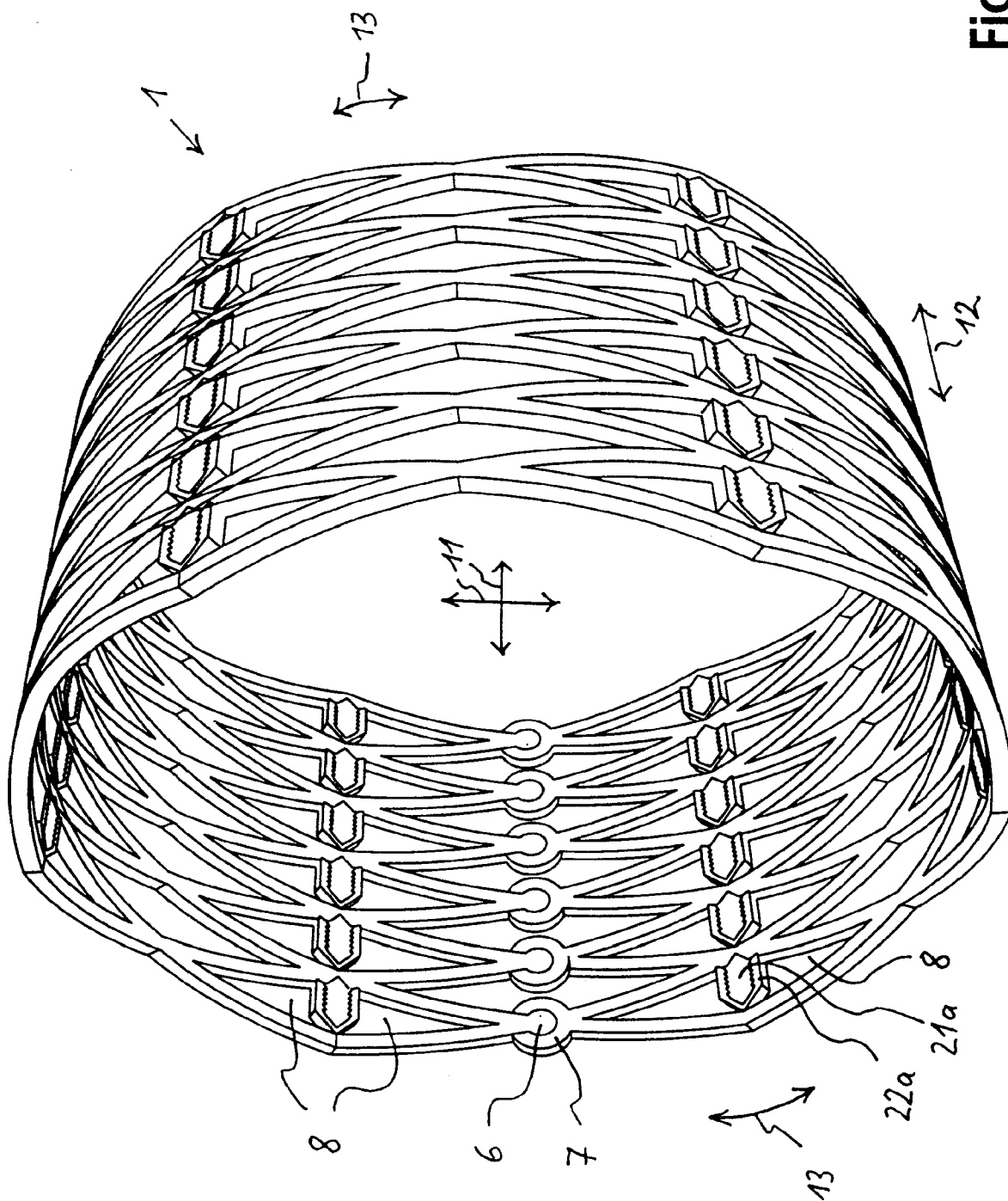
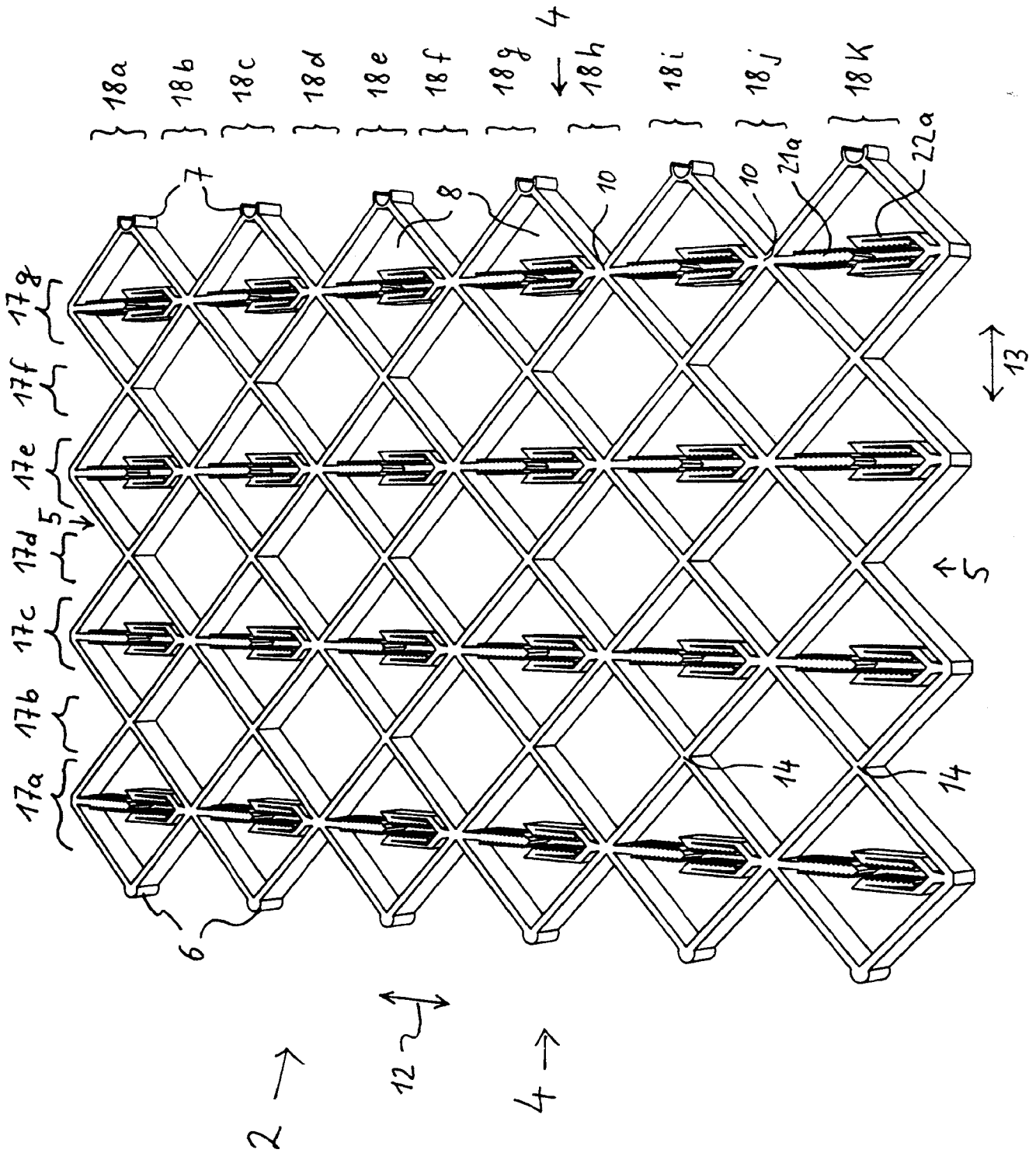
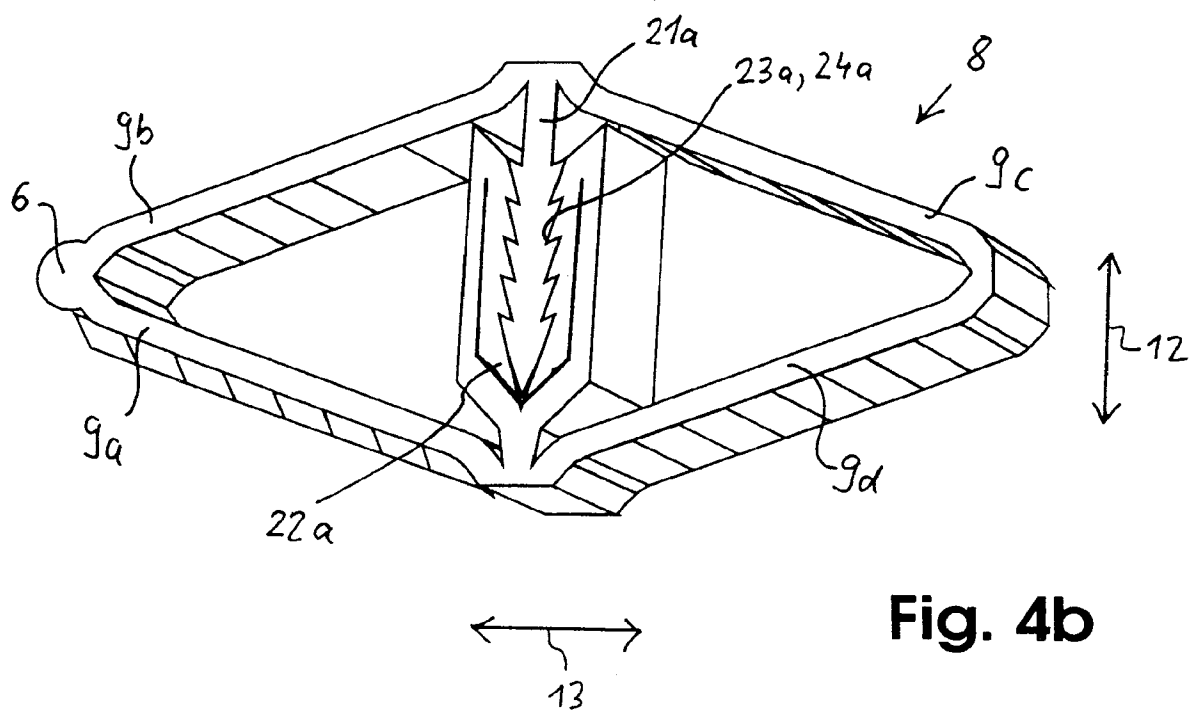
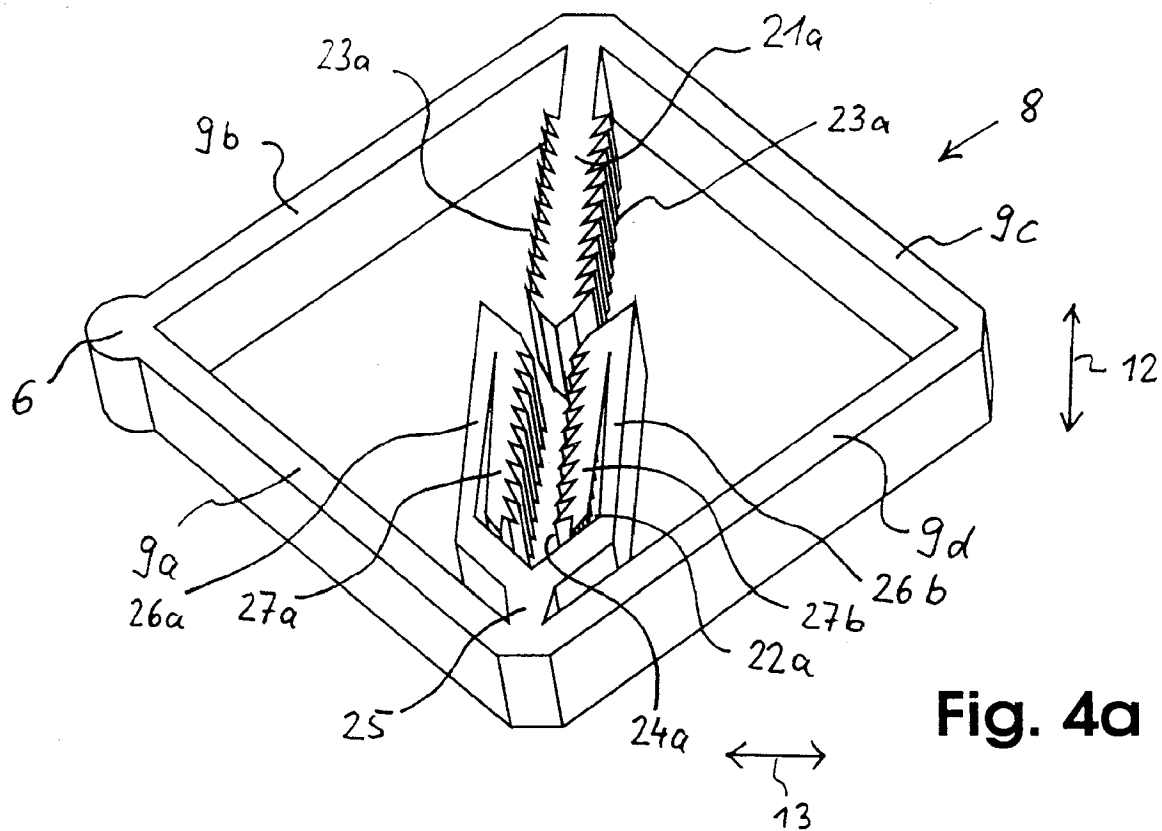


Fig. 3





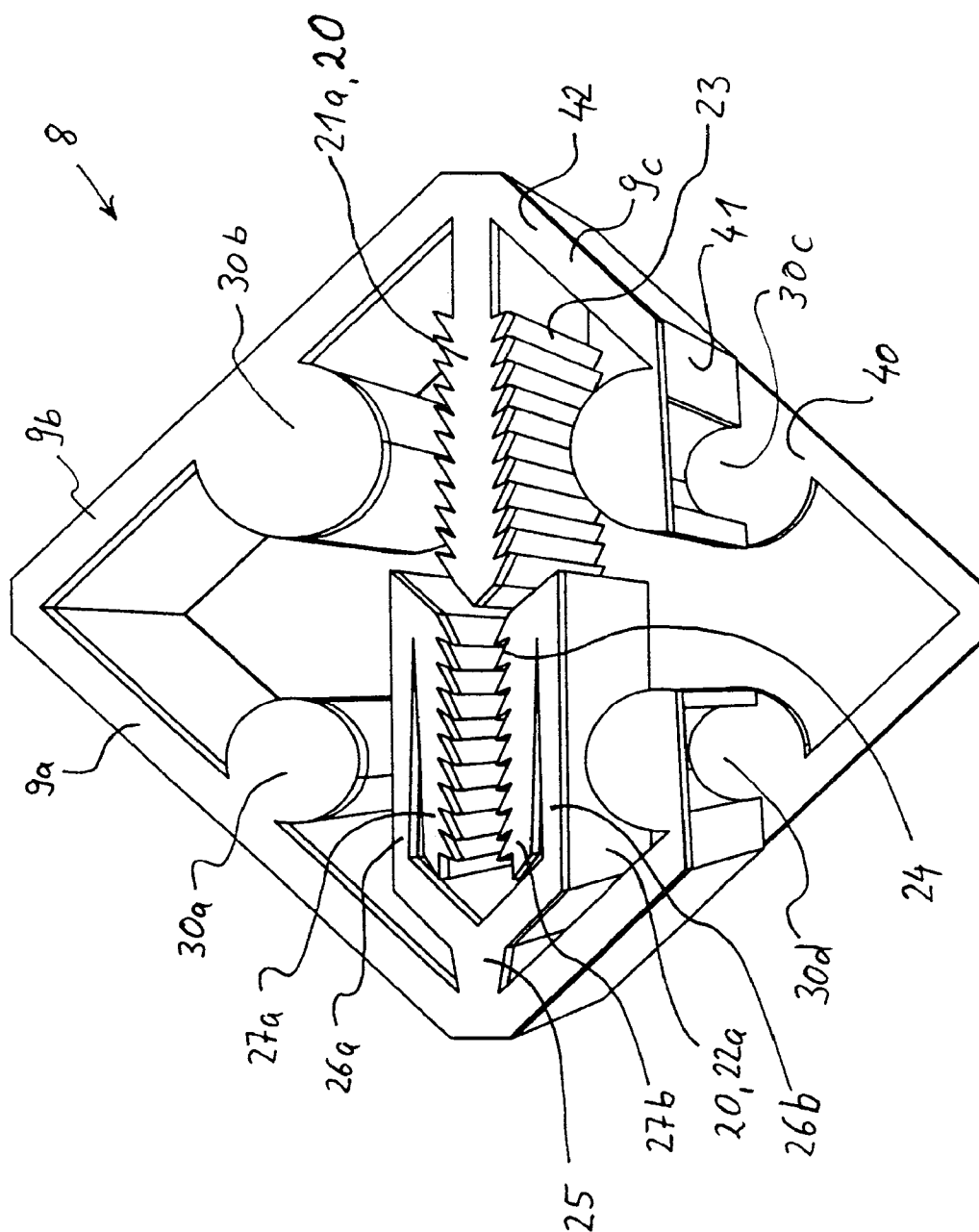


Fig. 5

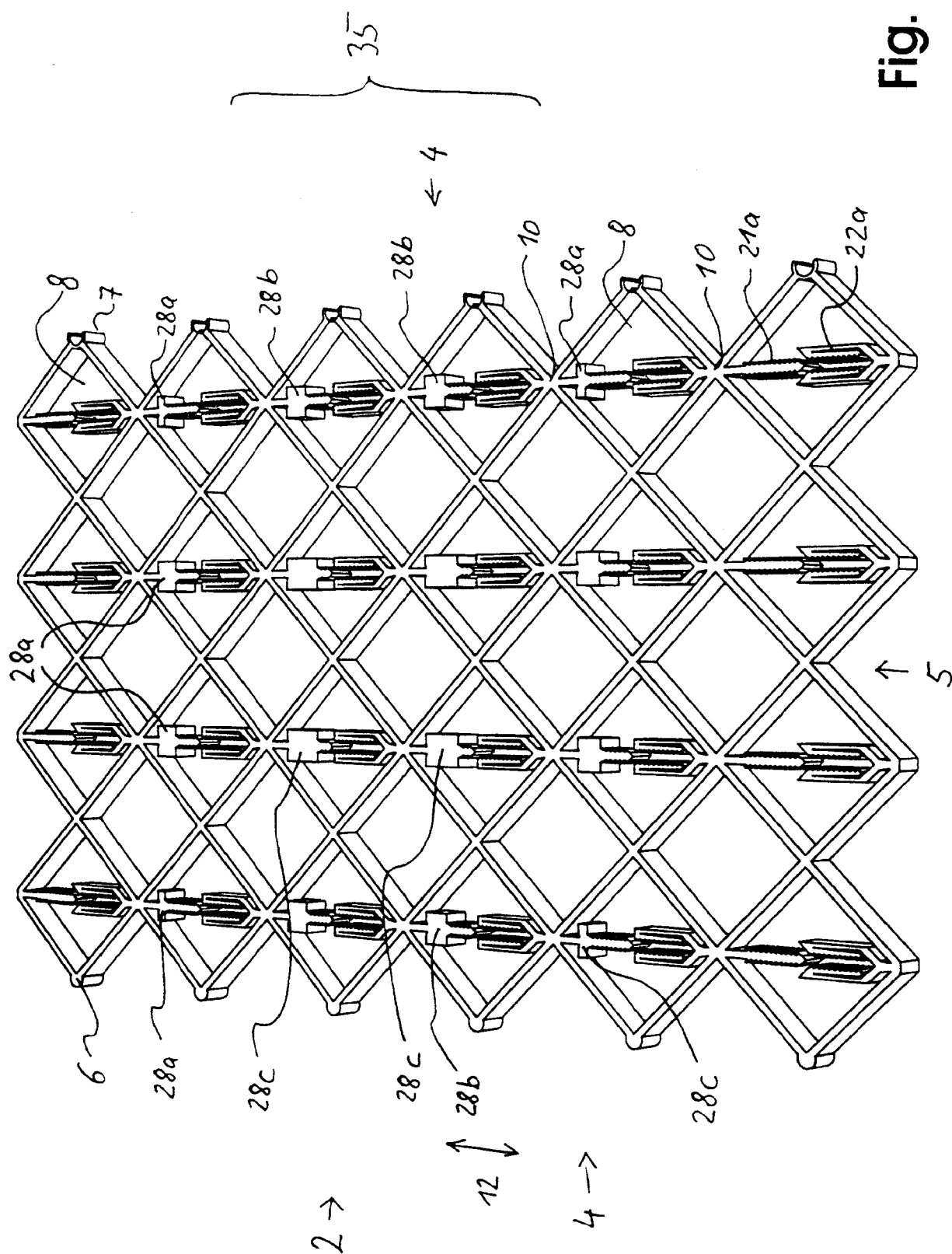
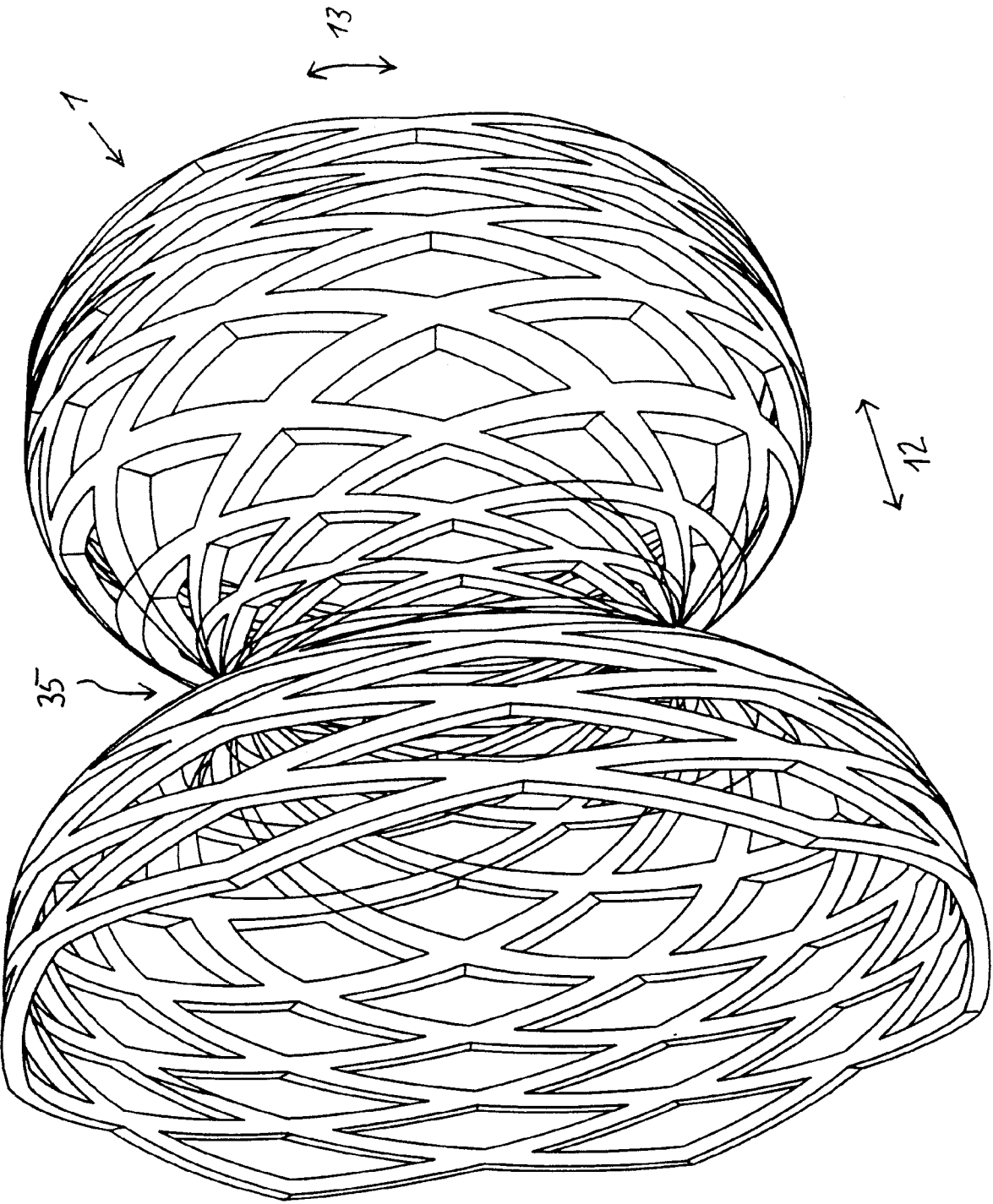


Fig. 6

Fig. 7



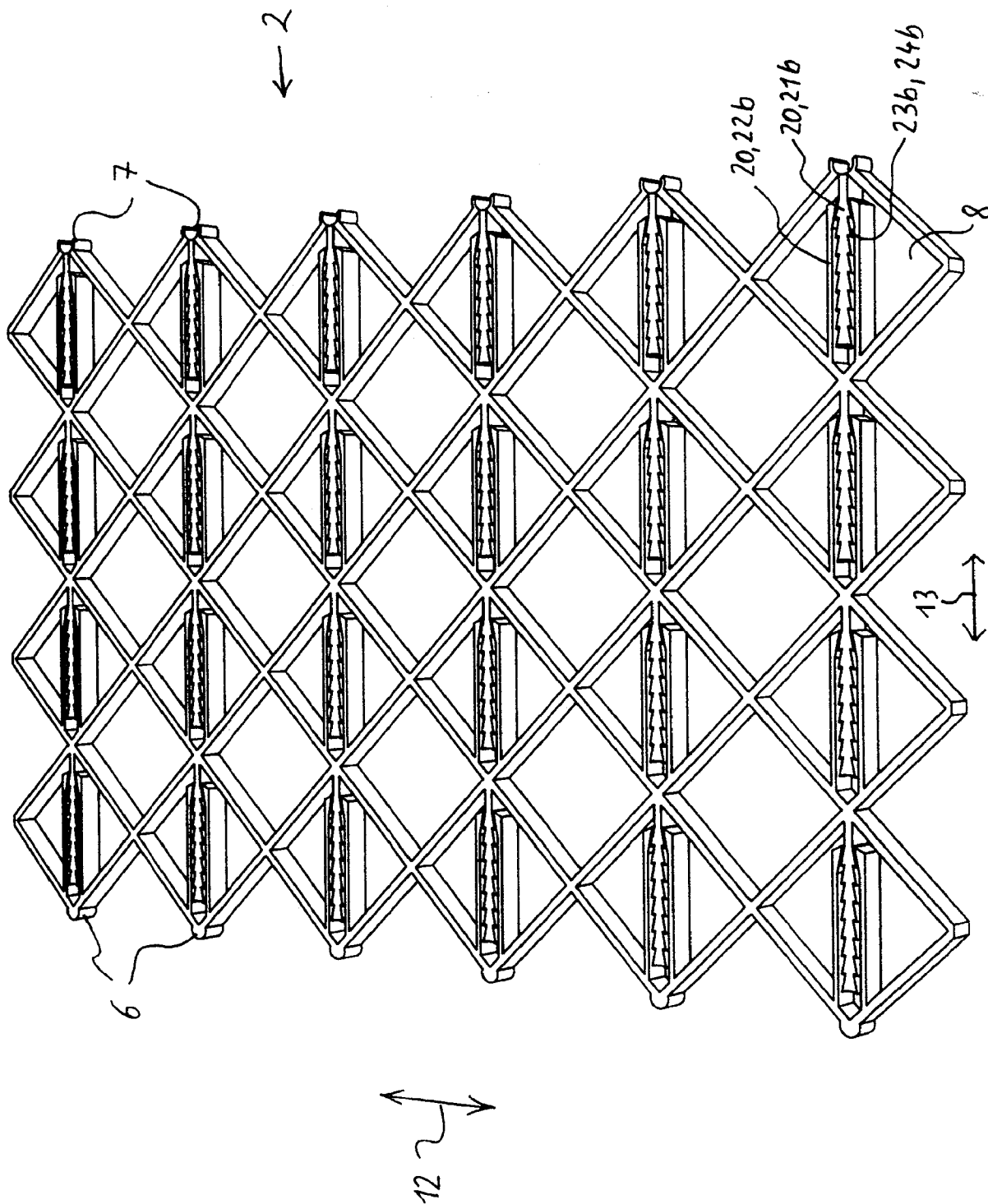


Fig. 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP 98/04081

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 6 A61F2/06

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 540 713 A (SCHNEPP-PESCH ET AL) 30 July 1996 see column 4, line 40 - line 65; figure 2 ---	1
A	EP 0 364 787 A (EXPANDABLE GRAFTS PARTNERSHIP) 25 April 1990 see figures 1,2 ---	1
A	EP 0 382 014 A (ADVANCED CARDIOVASCULAR SYSTEMS, INC.) 16 August 1990 see the whole document ---	1
A	EP 0 621 017 A (ADVANCED CARDIOVASCULAR SYSTEMS, INC.) 26 October 1994 see the whole document -----	1

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

27 November 1998

Date of mailing of the international search report

04/12/1998

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Smith, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 98/04081

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5540713 A	30-07-1996	US 5354309 A CA 2079944 A DE 9116936 U	11-10-1994 12-04-1993 01-09-1994
EP 364787 A	25-04-1990	AU 623438 B AU 4248589 A CA 1322628 A GR 90300138 T GR 3003987 T JP 2174859 A JP 2680901 B US 5195984 A	14-05-1992 12-04-1990 05-10-1993 27-09-1991 16-03-1993 06-07-1990 19-11-1997 23-03-1993
EP 382014 A	16-08-1990	CH 678393 A CA 2008312 A DE 69014923 D DE 69014923 T JP 3198845 A US 5443500 A	13-09-1991 26-07-1990 26-01-1995 22-06-1995 30-08-1991 22-08-1995
EP 621017 A	26-10-1994	US 5441515 A CA 2121985 A JP 7000531 A US 5618299 A	15-08-1995 24-10-1994 06-01-1995 08-04-1997

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 98/04081

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 6 A61F2/06

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 6 A61F

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 5 540 713 A (SCHNEPP-PESCH ET AL) 30. Juli 1996 siehe Spalte 4, Zeile 40 - Zeile 65; Abbildung 2 ----	1
A	EP 0 364 787 A (EXPANDABLE GRAFTS PARTNERSHIP) 25. April 1990 siehe Abbildungen 1,2 ----	1
A	EP 0 382 014 A (ADVANCED CARDIOVASCULAR SYSTEMS, INC.) 16. August 1990 siehe das ganze Dokument ----	1
A	EP 0 621 017 A (ADVANCED CARDIOVASCULAR SYSTEMS, INC.) 26. Oktober 1994 siehe das ganze Dokument -----	1

☐ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

27. November 1998

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

04/12/1998

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Smith, C

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 98/04081

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 5540713	A	30-07-1996	US	5354309 A	11-10-1994
			CA	2079944 A	12-04-1993
			DE	9116936 U	01-09-1994

EP 364787	A	25-04-1990	AU	623438 B	14-05-1992
			AU	4248589 A	12-04-1990
			CA	1322628 A	05-10-1993
			GR	90300138 T	27-09-1991
			GR	3003987 T	16-03-1993
			JP	2174859 A	06-07-1990
			JP	2680901 B	19-11-1997
			US	5195984 A	23-03-1993

EP 382014	A	16-08-1990	CH	678393 A	13-09-1991
			CA	2008312 A	26-07-1990
			DE	69014923 D	26-01-1995
			DE	69014923 T	22-06-1995
			JP	3198845 A	30-08-1991
			US	5443500 A	22-08-1995

EP 621017	A	26-10-1994	US	5441515 A	15-08-1995
			CA	2121985 A	24-10-1994
			JP	7000531 A	06-01-1995
			US	5618299 A	08-04-1997